

Docket No.: WEN-0021  
(PATENT)

**IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE**

In re Patent Application of:  
Motohiro Sugiura

Application No.: Not Yet Assigned

Filed: August 28, 2003

Art Unit: N/A

For: CORNEAL SURGERY APPARATUS

Examiner: Not Yet Assigned

**CLAIM FOR PRIORITY AND SUBMISSION OF DOCUMENTS**

MS Patent Application  
Commissioner for Patents  
P.O. Box 1450  
Alexandria, VA 22313-1450

Dear Sir:

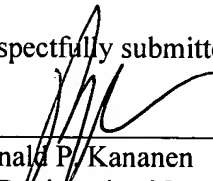
Applicant hereby claims priority under 35 U.S.C. 119 based on the following prior foreign application filed in the following foreign country on the date indicated:

<u>Country</u>	<u>Application No.</u>	<u>Date</u>
Japan	P2002-250494	August 29, 2002

In support of this claim, a certified copy of the said original foreign application is filed herewith.

Dated: August 28, 2003

Respectfully submitted,

By   
Ronald P. Kananen  
Registration No.: 24,104  
(202) 955-3750  
Attorneys for Applicant

日 本 国 特 許 庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日            2 0 0 2 年   8 月 2 9 日  
Date of Application:

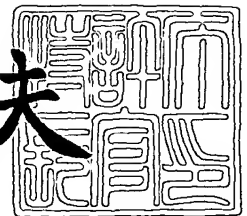
出 願 番 号            特 願 2 0 0 2 - 2 5 0 4 9 4  
Application Number:  
[ST. 10/C] :            [ J P 2 0 0 2 - 2 5 0 4 9 4 ]

出      願      人            株式会社ニデック  
Applicant(s):

2 0 0 3 年   7 月 2 2 日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

今 井 康 夫



出証番号    出証特 2 0 0 3 - 3 0 5 8 0 4 4

【書類名】 特許願

【整理番号】 P10208707

【提出日】 平成14年 8月29日

【あて先】 特許庁長官殿

【発明者】

    【住所又は居所】 愛知県蒲郡市拾石町前浜 3 4 番地 1 4 株式会社ニデック拾石工場内

    【氏名】 杉浦 基弘

【特許出願人】

    【識別番号】 000135184

    【住所又は居所】 愛知県蒲郡市栄町 7 番 9 号

    【氏名又は名称】 株式会社ニデック

    【代表者】 小澤 秀雄

    【電話番号】 0533-67-6611

【手数料の表示】

    【予納台帳番号】 056535

    【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

    【物件名】 明細書 1

    【物件名】 図面 1

    【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 角膜手術装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 レーザビームを角膜に照射するレーザ照射光学系を備え、切除データに基づくレーザビームの照射により角膜の表面形状を変える角膜手術装置において、手術状態に置かれた術眼に予め付されたマークを含む前眼部を撮像する撮像手段と、該撮像手段により撮像される前記マークの位置を検出するマーク検出手段と、手術状態に置かれた術眼の回転補正のために前記マーク検出手段により検出されるマークが位置すべき基準位置を設定する基準位置設定手段と、手術の進行中に前記マーク検出手段により検出されたマークと前記基準位置とに基づいて術眼の回転ズレを検出する回転ズレ検出手段と、を備えることを特徴とする角膜手術装置。

【請求項 2】 請求項 1 の基準位置設定手段は、前記切除データを決定する要因となる測定データであって、手術前に眼科測定装置により測定された測定データの軸角度基準と術眼に付された前記マークとの関連情報を得て前記基準位置を設定する手段であることを特徴とする角膜手術装置。

【請求項 3】 請求項 1 の基準位置設定手段は、前記切除データを決定する要因となる測定データを手術前に眼科測定装置により得た時と同じ体位状態で、術眼の前眼部像を撮像した画像データから前記マークを検出して基準位置を設定する手段であることを特徴とする角膜手術装置。

【請求項 4】 請求項 1 の基準位置設定手段は、前記切除データを決定するための測定データを得た時の前眼部像の第 1 画像データと前記マークが付された前眼部像の第 2 画像データとの間にて共通の特徴点を検出する共に、前記第 2 画像データから前記マークを検出し、両検出結果に基づいて基準位置を設定する手段であることを特徴とする角膜手術装置。

【請求項 5】 請求項 1 の角膜手術装置において、前記切除データを決定するための測定データを得た時の前眼部像の第 1 画像データ、及び前記マークが付された前眼部像の第 2 画像データを受信する手段を備え、前記基準位置設定手段は、受信された両画像間の共通の特徴点を検出する共に、前記第 2 画像データか

ら前記マークを検出し、両検出結果に基づいて基準位置を設定する手段であることを特徴とする角膜手術装置。

【請求項 6】 請求項 4 又は 5 の角膜手術装置において、前記第 2 画像データは前記撮像手段により撮像された前眼部の画像データであることを特徴とする角膜手術装置。

【請求項 7】 請求項 1 の角膜手術装置において、前記回転ズレ検出手段による検出結果に基づいて前記照射光学系によるレーザ照射位置を補正する補正手段を備えることを特徴とする角膜手術装置。

【請求項 8】 請求項 1 の角膜手術装置において、前記回転ズレ検出手段により検出された回転ズレ情報を表示する表示手段と、を備えることを特徴とする角膜手術装置。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、角膜を切除（アブレーション）することにより角膜表面形状を変える角膜手術装置に関する。

【0 0 0 2】

【従来技術】

レーザビームの照射により角膜を切除（アブレーション）し、角膜表面形状を変化させることにより眼の屈折異常を矯正する角膜手術装置が知られている。この種の手術では、手術前の患者眼（術眼）の角膜形状や屈折力分布（あるいは波面収差の分布）等の特性を測定し、その測定データに基づいて角膜の切除データを算出することが行われている。

角膜の切除データを得るための測定時の体位は、通常、立位の状態（患者の顔を立てた状態）であるのに対し、角膜手術時の体位はベットに横臥位なった状態で行われる。立位の状態に対して横臥位の状態では眼球の回転（回旋）が発生することが知られている。このため、手術前の測定時と手術時とで変化する眼球の回転を、眼の虹彩像を利用して調整する光学システムが提案されている。

【0 0 0 3】

**【発明が解決しようとする課題】**

しかし、レーザ照射途中、あるいは角膜上皮を層状に切開して角膜フラップを形成し、その後にレーザ照射するLASIK手術（Laser in Situ Keratomileus）では、角膜表面が粗面となるために虹彩像の取得が難しくなる。この場合には、回転ズレの情報が得られなくなる。

**【0004】**

本発明は、上記従来技術に鑑み、レーザ照射途中や角膜を層状に切開した後にも、体位に違いによる眼球の回転ズレを得て、レーザビームによる角膜手術をより精度良く行える角膜手術装置を提供することを技術課題とする。

**【0005】****【課題を解決するための手段】**

上記課題を解決するために、本発明は以下のような構成を備えることを特徴とする。

（１） レーザビームを角膜に照射するレーザ照射光学系を備え、切除データに基づくレーザビームの照射により角膜の表面形状を変える角膜手術装置において、手術状態に置かれた術眼に予め付されたマークを含む前眼部を撮像する撮像手段と、該撮像手段により撮像される前記マークの位置を検出するマーク検出手段と、手術状態に置かれた術眼の回転補正のために前記マーク検出手段により検出されるマークが位置すべき基準位置を設定する基準位置設定手段と、手術の進行中に前記マーク検出手段により検出されたマークと前記基準位置とに基づいて術眼の回転ズレを検出する回転ズレ検出手段と、を備えることを特徴とする。

（２） （１）の基準位置設定手段は、前記切除データを決定する要因となる測定データであって、手術前に眼科測定装置により測定された測定データの軸角度基準と術眼に付された前記マークとの関連情報を得て前記基準位置を設定する手段であることを特徴とする。

（３） （１）の基準位置設定手段は、前記切除データを決定する要因となる測定データを手術前に眼科測定装置により得た時と同じ体位状態で、術眼の前眼部像を撮像した画像データから前記マークを検出して基準位置を設定する手段であることを特徴とする。

(4) (1) の基準位置設定手段は、前記切除データを決定するための測定データを得た時の前眼部像の第 1 画像データと前記マークが付された前眼部像の第 2 画像データとの間にて共通の特徴点を検出する共に、前記第 2 画像データから前記マークを検出し、両検出結果に基づいて基準位置を設定する手段であることを特徴とする。

(5) (1) の角膜手術装置において、前記切除データを決定するための測定データを得た時の前眼部像の第 1 画像データ、及び前記マークが付された前眼部像の第 2 画像データを受信する手段を備え、前記基準位置設定手段は、受信された両画像間の共通の特徴点を検出する共に、前記第 2 画像データから前記マークを検出し、両検出結果に基づいて基準位置を設定する手段であることを特徴とする。

(6) (4) 又は (5) の角膜手術装置において、前記第 2 画像データは前記撮像手段により撮像された前眼部の画像データであることを特徴とする。

(7) (1) の角膜手術装置において、前記回転ズレ検出手段による検出結果に基づいて前記照射光学系によるレーザ照射位置を補正する補正手段を備えることを特徴とする。

(8) (1) の角膜手術装置において、前記回転ズレ検出手段により検出された回転ズレ情報を表示する表示手段と、を備えることを特徴とする。

#### 【0006】

#### 【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施の形態を図面に基づいて説明する。図 1 は本発明に係る角膜手術装置システムの構成図である。1 は角膜形状及び屈折力分布を測定する眼科測定装置、200 はレーザビームを患者眼（術眼）に照射する角膜手術装置である。眼科測定装置 1 は角膜切除量を決定する要因となる角膜形状及び屈折力分布の測定データを得た後、その測定データに基づき切除量データを算出する。また、眼科測定装置 1 は測定時の患者眼の前眼部像を撮像する。切除量データ及び前眼部像の画像データは、角膜手術装置 200 のコンピュータ 209 に有線通信又は電子記録媒体を介して転送される。

#### 【0007】

図 1 には眼科測定装置 1 の側面外観を示している。固定基台 1 a には被検者の頭部を固定するための頭部支持部 2 が固設されている。この頭部支持部 2 に患者の顔を垂直に立てた状態で測定が行われる。5 は測定光学系やアライメント光学系等が収納された測定部である。測定部 5 を搭載する本体部 3 はジョイスティック 4 を前後左右に倒すことにより、固定基台 1 a 上を前後左右に移動する。また、ジョイスティック 4 に設けられた回転ノブ 4 a を回転操作することにより、モータ等からなる上下方向駆動機構が作動し、測定部 5 は本体部 3 に対して上下に移動する。6 はカラーのモニタであり、観察用の被検眼像やアライメント情報、測定結果等の検者への報知情報が表示される。

#### 【0008】

図 2 は眼科測定装置 1 の測定系及び制御系の構成ブロック図を示す。眼科測定装置 1 は、患者眼の角膜に多数の円環状のプラチドリングを投影する投影光学系 10 と、角膜に投影されたプラチドリング像及び前眼部像を撮像するカメラ部 11 と、ハーフミラー 12 と、眼屈折力分布測定光学系 13 と、カメラ部 11 で撮像された画像を記憶するメモリ 15 を持つ解析部 16 と、通信手段 18 と、を備える。カメラ部 11 は、プラチドリングを投影していない状態の前眼部像の撮像手段として兼用される。前眼部像の撮像時には、図示なき照明光源により患者眼の前眼部が照明される。

眼屈折力分布測定光学系 13 は、スリット光束を患者眼眼底に走査する光学系と、スリット光のスリット方向に対応した経線方向で患者眼角膜と略共役な位置に光軸を挟んで対称に配置される受光素子を複数対もつ検出光学系とを備える。

#### 【0009】

解析部 16 は、メモリ 15 に記憶されたプラチドリング像を処理して角膜曲率分布を求める機能と、眼屈折力分布測定光学系 13 の受光素子から出力された信号に基づいて経線方向で変化する患者眼の屈折力を演算する機能とを持つ。さらに、解析部 16 は、眼屈折力分布データと角膜曲率分布データとから、屈折矯正手術のためのアブレーション量データを求める。その方法は、眼屈折力分布のデータを角膜位置での屈折力に変換し、患者眼を正視とするに必要な屈折力を角膜屈折力の形式で表した値として求める。次に、この屈折力の分布データを、スネ



ルの法則を用いて角膜曲率の分布データに変換し、その三次元形状データを求める。そして、手術領域のデータを与え、角膜形状測定により得られる術前角膜の三次元形状から、屈折力分布測定により得られた三次元形状を差引くことによりアブレーション量を算出する。このアブレーション量データは、球面成分（回転対称成分）、柱面成分（線対称成分）、非対称成分に分割して求められ、各アブレーション量は鳥瞰図等の3次元形状で図形表示される。

#### 【0010】

この角膜形状測定と眼屈折力分布測定の構成、解析部16の解析方法の詳細については、本出願人による特開平11-342152号公報に記載されているので、これを参照されたい。解析部16で求められたアブレーション量データ、有線又は無線（フレキシブルディスク等）で通信する通信手段18により、角膜手術装置200側に転送される。

#### 【0011】

次に、角膜手術装置200の構成を説明する。図3は角膜手術装置200の外観略図、図4はレーザ照射光学系及び制御系の構成を示す図である。

手術装置本体201の内部に配置されたエキシマレーザ光源210からのレーザ光はミラー等の光学系を通り、アーム部202に導かれる。アーム部202は、図3におけるX方向、Y方向に移動可能である。アーム先端部205はZ方向に移動可能である。各方向の移動はモータやスライド機構等からなる駆動部251、252、253により行われる。206はコントローラであり、ジョイスティックや各種スイッチが配置されている。209は必要な手術条件の各種データ入力やレーザ照射制御データの演算、表示、記憶等を行うコンピュータである。275は患者眼の観察画像を表示するカラーモニタである。290は患者用のベットであり、患者は横臥位の状態で手術を受ける。患者眼は、アーム先端部205に取り付けられた顕微鏡部203の顕微鏡下に置かれる。また、ベット290はベット回転機構291により水平方向に回転可能である。

#### 【0012】

図4において、レーザ光源210から水平方向に出射されたレーザビームは、ミラー211、212により反射され、平面ミラー213でさらに90度方向に

反射される。平面ミラー 213 はミラー駆動部 214 により図における矢印方向に移動可能であり、レーザビームをガウシアン分布方向に平行移動して対象物を均一に切除できる。この点は、特開平 4-242644 号に詳細に記載されているので、詳しくはこれを参照されたい。

#### 【0013】

215 はイメージローテータであり、イメージローテータ駆動部 216 により中心光軸を中心にして回転駆動され、レーザビームを光軸周りに回転させる。217 はミラーである。

218 はアブレーション領域を円形に制限する可変円形アパーチャであり、アパーチャ駆動部 219 によりその開口径が変えられる。220 はアブレーション領域をスリット状に制限する可変のスリットアパーチャであり、アパーチャ駆動部 221 により開口幅とスリット開口の方向が変えられる。222、223 はビームの方向を変えるミラーである。224 は円形アパーチャ 218 およびスリットアパーチャ 220 を患者眼の角膜 E c 上に投影するための投影レンズである。

#### 【0014】

また、スリットアパーチャ 220 とミラー 222 との間の光路には、複数の円形小アパーチャを持つ分割アパーチャ板 260 が挿脱可能に配置されている。分割アパーチャ板 260 は分割シャッタ 265 との組み合わせにより、レーザビームの長手方向を選択的に分割するようになっている。分割アパーチャ板 260 が持つ円形小アパーチャを分割シャッタ 265 が持つシャッタ板によって選択的に開閉することにより、アブレーション領域をさらに制限してレーザ照射できる。分割アパーチャ板 260 及び分割シャッタ 265 は、駆動部 268 により、レーザ光軸の垂直な平面内で平行移動及びレーザ光軸の中心軸（基準軸）を中心に回転可能となっている。

#### 【0015】

225 は 193 nm のエキシマレーザビームを反射して可視光及び赤外光を通過する特性を持つダイクロイックミラーであり、投影レンズ 224 を経たレーザビームはダイクロイックミラー 225 により 90° 偏向されて角膜 E c へと導光される。

ダイクロイックミラー 225 の上方には固視灯 226、対物レンズ 227、赤外光を反射し可視光を透過するダイクロイックミラー 230、顕微鏡部 203 が配置される。術眼は可視光源 247 により照明され、術者は顕微鏡部 203 により術眼を観察する。ダイクロイックミラー 230 の反射側の光路には、結像レンズ 231、赤外透過フィルタ 235、CCD カメラ 233 が順次配置されている。CCD カメラ 233 は赤外光源 246 に照明された前眼部を撮像する。CCD カメラ 233 の出力は、画像処理部 243 に接続されている。画像処理部 243 は、前眼部の画像を処置して瞳孔位置を検出する。また、画像処理部 243 は、虹彩像、事前に患者眼に付されたマーク等を検出する。L はレーザ照射の基準軸を示す。

#### 【0016】

また、ダイクロイックミラー 230 の上の位置で、かつ顕微鏡部 203 の双眼光路の間（対物レンズ 227 の光軸上）の位置には、ミラー 270 が配置されており、ミラー 270 の反射側光路には結像レンズ 271、可視撮影用の CCD カメラ 273 が配置されている。カメラ 273 は可視光源 247 に照明された前眼部像を撮像する。カメラ 273 の出力は画像制御部 274 に接続され、画像制御部 274 にはカラーモニタ 275 が接続されている。カラーモニタ 275 には前眼部像が映し出される。

250 はレーザ光源や各駆動部を制御する制御部である。制御部 250 には、コンピュータ 209、画像処理部 243、コントローラ 206、フットスイッチ 208 等が接続されている。

#### 【0017】

このレーザ照射装置 200 におけるアブレーションについて簡単に説明する。近視矯正用の球面成分を取り除くようにアブレーションする場合は次のようにする。円形アパーチャ 218 によりレーザビームを制限し、平面ミラー 213 を順次移動してレーザビームをガウシアン分布方向に移動する。そして、レーザビームが 1 面を移動し終わる（1 スキャンする）ごとに、イメージローテータ 215 の回転によりレーザビームの移動方向を変更し、円形アパーチャ 218 により制限された領域をアブレーションする。これを円形アパーチャ 218 の開口領域の

大きさを順次変えるごとに行うことにより、角膜の中央部を深く、周辺部を浅くした球面成分のアブレーションが行える。

#### 【0018】

柱面成分を取り除くべくアブレーションする場合、円形アパーチャ218の開口領域の大きさをオプチカルゾーンに合わせて固定し、スリットアパーチャ220の開口幅を変えていく。また、スリットアパーチャ220はそのスリット開口幅が、切除データの強主経線方向に変化するように駆動部221によりスリット開口の方向を調整しておく。レーザビームの照射は、前述の球面成分のアブレーションと同様に、平面ミラー213の移動によりレーザビームをスキャンさせ、スリットアパーチャ220により制限された領域を略均一にアブレーションする。そして、スリットアパーチャ220の開口幅を順次変えながら、これを繰り返すことにより、柱面成分のアブレーションが行える。

#### 【0019】

非対称成分を取り除くべく部分的なアブレーションをするときは、分割アパーチャ板260を使用する。分割アパーチャ板260を光路に配置し、分割アパーチャ板260が持つ円形小アパーチャ261の位置を制御すると共に、分割シャッタ265の駆動により円形小アパーチャ261を選択的に開放・遮蔽する。平面ミラー213の移動によりレーザビームをスキャンさせることにより、開放された円形小アパーチャ261を通過する小領域のレーザビームが部分的に照射される。

#### 【0020】

図5は、眼球の回転ズレを検出するためのマークを患者眼に施すマーキングユニットの例を説明する図であり、図5(a)はマーキングユニット100の側面図、図5(b)は図5(a)のマーキングユニット100を下から見た図である。把持部101の先端の支基103には、マーキング部材105が取り付けられている。マーキング部材105の下方視の形状は、例えば、直径1mmほどの円形状とされている。マーキング部材105はやや柔らかいフェルトからなり、このマーキング部材105に、赤色や黒色素のインクを染み込ませておく。こうしたマークを眼球の強膜に施せば、可視観察が容易になると。また、赤外撮影の際

にも強膜部分とマーク部分が区別され、マーク像の検出が可能となる。患者眼には、方向性が特定できるようにマークを付す。

#### 【0021】

次に、以上のような構成を持つシステムの動作を説明する。まず、眼科測定装置 1 により、角膜形状である角膜曲率分布及び屈折力分布を測定する。角膜曲率分布及び屈折力分布は、眼の水平方向を軸角度の基準としたデータとして得られる。測定に際しては、患者眼の両眼が水平状態となるように、患者の頭部を頭部支持部 2 により固定する。患者の顔は立位の状態とされる。解析部 16 は、角膜曲率分布及び屈折力分布に基づいて切除量データを得る。この切除量データも眼の水平方向を軸角度の基準としたデータとして得られる。また、測定状態にある患者眼の前眼部像をカメラ部 11 により撮像すると、その画像データがメモリ 15 に記憶される。切除量データ及び前眼部の画像データを角膜手術装置 200 側に転送する。切除量データ及び前眼部の画像データは、コンピュータ 209 により受信される。

#### 【0022】

次に、患者眼の角膜を切除量データに基づいて角膜手術装置 200 により切除する。レーザ照射の手術前には、マーキングユニット 100 を使用して患者眼の眼球に回転補正のためのマークを予め付す。ベット 209 に横臥位になった状態の患者に対してマークを施す場合、患者眼を顕微鏡部 203 により観察して行うことができる。マークは、切除領域を挟んだ位置で、角膜輪部のやや外側の強膜に 2 個以上付すことが好ましい。図 6 はその例であり、2 つのマーク 120 a、120 b が角膜輪部の外側に付されている。この 2 つのマーク 120 a、120 b を結ぶ線分 Lm が、マーク検出時の回転補正に用いる軸方向とされる。なお、2 つのマーク 120 a、120 b は、必ずしも観察時の水平方向に並べる必要はなく、線分 Lm の軸方向が分かれば良い。また、マークを付すときは、スリットランプの観察により、測定時と同様に、患者の顔が立位の状態であっても良い。

#### 【0023】

患者眼にマークを付した後、術者は顕微鏡部 203 により術眼を観察し、顕微鏡部 203 内で観察されるレチクル中心と術眼の瞳孔中心とが一致するようにして

、レーザ照射のためのアライメントを行う。このアライメントは自動で行うこともできる。患者眼の前眼部像はCCDカメラ233に撮像され、その画像信号は画像処理部243に入力される。画像処理部243は、瞳孔のエッジ位置を検出して瞳孔位置を得る。制御部250は、瞳孔位置の検出信号に基づき駆動部251、252、253を制御し、アーム部202を移動する（この詳細は、特開平9-149914号を参照）。患者眼が動いたときも瞳孔位置の検出によりアーム部202を移動する追尾が実行される。

#### 【0024】

また、画像処理部243は、CCDカメラ233で撮像された手術状態の前眼部像と眼科測定装置1から入力された測定時の前眼部像とに基づいて、測定データの軸角度基準に対するマークの方向の関連情報を求め、手術時にマークが位置すべき基準位置（基準方向）を定める。

#### 【0025】

図7（a）は、眼科測定装置1から入力された測定時の前眼部像の例を示す。図7（b）は、CCDカメラ233で撮像された手術状態の前眼部像の例を示し、この前眼部像には患者眼に付されたマーク120a、120bが含まれている。画像処理部243は、測定時の前眼部像110と現在の前眼部像111との間にて共通の特徴点を検出する。例えば、前眼部像110と前眼部像111との虹彩模様について、共通の特徴点P1とP2が見つかったとする。前眼部像110についての特徴点P1とP2を結ぶ線分L1、前眼部像111についての特徴点P1とP2を結ぶ線分L2を、それぞれ求める。次に、図8に示すように、両者の前眼部像の水平基準方向H0を一致させ（測定データの軸角度基準とレーザ照射光学系の軸角度基準を一致させ）、線分L1の方向と線分L2の方向を比較することにより、測定時の前眼部像110に対してマーク120a、120bが付された前眼部像112の回転ズレ $\Delta\theta$ を求める。この回転ズレ $\Delta\theta$ を求めるときは、虹彩像の共通の特徴点を多く抽出し、2つの画像間の回転ズレを平均化して求めることが好ましい。

#### 【0026】

また、画像処理部243は、CCDカメラ233で撮像された前眼部像111

からマーク 120a と 120b を検出し、2 つを結ぶ線分  $L_m$  の方向を求める。この線分  $L_m$  の方向に対して、虹彩像から求めた回転ズレ  $\Delta \theta$  分をオフセットした線分  $L_{m'}$  の方向を求める。線分  $L_{m'}$  の方向は、水平基準方向  $H_0$  に対する角度  $\theta_m$  として得られる。この角度  $\theta_m$  は、測定時の軸角度基準に対するマーク 120a、120b の関連情報となる。同時に、CCD カメラ 233 で撮像される画像の水平基準を水平基準方向  $H_0$  に一致させることにより、手術時に検出されるマーク 120a、120b が位置すべき基準方向となる。画像処理部 243 は、これをメモリに記憶しておく。手術の進行中においては、基準の角度  $\theta_m$  に対して検出されたマークの方向（線分  $L_m$ ）の角度差として補正すべき回転ズレが求められる。なお、虹彩像が得られている間は、虹彩像の特徴点  $P_1$ 、 $P_2$  の検出から現在の回転ズレを求め、虹彩像の検出ができなくなったときに、マーク 120a、120b の検出結果から回転ズレを求めることでも良い。

#### 【0027】

上記ではマーク 120a、120b が付された前眼部像の画像データを、角膜手術装置 200 が持つ CCD カメラ 233 を使用して得るようにしたが、これに限らない。例えば、眼科測定装置 1 やスリットランプに付加した撮像装置により、手術前にマーク 120a、120b を付した前眼部像を撮像し、その画像データをコンピュータ 209 に入力して使用できる。眼科測定装置 1 を使用する場合、測定時と同じようにアライメントした後、マーク 120a、120b を含む前眼部像をカメラ部 11 で撮像する。この画像データをコンピュータ 209 に転送する。コンピュータ 209 はマーク 120a、120b を検出し、水平基準軸に対するマークの方向  $L_m$  を求める。この画像の前眼部像は、角膜形状や眼屈折力分布の測定時と同じ位置関係にあると見なすことができるので、検出されたマークの方向  $L_m$  を、そのまま、マークの基準方向として扱うことができる。

#### 【0028】

測定時の同じ状態の前眼部像が得られない場合は、先に説明した方法でマークと測定データの軸角度基準の関係を求めることができる。すなわち、眼科測定装置 1 等からの測定時の画像データから虹彩像の特徴点  $P_1$ 、 $P_2$  を結ぶ線分  $L_1$  を求める。マークが付けられた術眼の前眼部像の画像データから、同じ特徴点  $P$

1, P2を結ぶ線分L2を求めると共に、マーク120aと120bとを結ぶ線分Lmを求める。これらから、測定データと術眼に付されたマークとの位置関係が分かる。

#### 【0029】

また、特徴点P1、P2は、コンピュータ209（画像処理部243の場合も同様）が画像処理により抽出するのではなく、術者が特定する方法でも良い。例えば、コンピュータ209が持つモニタに、眼科測定装置1からの画像とマークが付けられた術眼の前眼部像の画像とを表示させ、マウス等の指示手段で両画像に共通する特徴点を特定する。

#### 【0030】

また、眼科測定装置1やスリットランプに付加した撮像装置により、手術前にマーク120a, 120bを付した前眼部像を取得する場合は、外部のコンピュータで測定データと術眼に付されたマークとの位置関係を求める処理を行い、その結果のみを角膜手術装置200側のコンピュータ209に入力することにより、マークの基準位置を定めても良い。

#### 【0031】

次に、マークの回転ズレの検出情報に基づく眼球の回転補正の方法を説明する。補正の方法としては、レーザ照射光学系に対して術者が患者の頭部を動かして補正する方法と、患者の頭部は固定したままレーザ照射位置を回転して補正する方法がある。

#### 【0032】

まず、患者の頭部を動かして補正する方法を説明する。モニタ275の画面上には、図患者眼の前眼部像と共に、検出された回転ズレ $\Delta\theta$ の角度が数値で表示される。例えば、回転ズレが時計回りに生じている場合は、「+」の符号付き角度で表示され、反時計回りに回転ズレが生じている場合は、「-」の符号付き角度で表示される。術者は、その表示が0になるように、患者の頭部を動かして眼球を回転して補正する。なお、術者が患者眼を顕微鏡部203で観察して行うときは、モニタ275に表示される回転ズレの角度情報を、アシスタント等が術者に口頭で伝達することにより対応できる。あるいは、顕微鏡部203の観察光学



系に回転ズレ情報を表示する表示器の光束を導き、観察像と表示器の光束を合成するヘッドアップディスプレイの構成としても良い。こうすれば、術者自身が顕微鏡部 203 から目を離さずに、回転ズレ情報を知ることができる。アライメント及び回転ズレの補正が完了したら、フットスイッチ 208 を押してレーザー光を患者眼に照射する。

#### 【0033】

レーザー照射途中に眼の回転が生じた場合、既にレーザー照射が施されているので、虹彩像の検出が難くなる。この場合には、レーザー照射領域外に付けられたマーク 120a と 120b を基にして回転ズレが検出される。回転ズレの補正が必要となった場合、制御部 250 はレーザー光の照射を中断する。モニタ 275 等には、回転ズレの情報が表示されるので、術者は再びその情報に従って患者眼の頭部を移動して回転ズレを補正する。補正完了後、レーザー照射を再開する。なお、患者の頭部の回転移動は、制御部 250 の制御により、ベット回転機構 291 を作動させてベット 290 を回転させて行うこともできる。

#### 【0034】

次に、レーザー照射光学系によるレーザー照射位置を回転させて、回転ズレを補正する場合について説明する。画像処理部 243 により得られた回転ズレの情報は、制御部 250 に送られる。柱面成分のアブレーションでは、制御部 250 はスリットアパーチャ 220 の軸方向（スリット開口の方向）をその回転ズレ分だけ補正するように回転することにより、レーザービームの照射位置を基準軸に対して回転する。非対称成分のアブレーションでは、分割アパーチャ板 260 を基準軸に対して回転ズレ分だけ回転する。

#### 【0035】

また、レーザー照射途中に眼の回転が生じた場合、制御部 250 は画像処理部 243 により検出される回転ズレの情報に基づいてスリットアパーチャ 220 や分割アパーチャ板 260 を回転して、レーザー照射位置を眼の回転に追尾させる。画像処理部 243 は、マーク 120a と 120b を基に回転ズレを検出する。回転ズレ量が追尾の許容範囲を超えていれば、制御部 250 はレーザー照射を一旦停止し、回転ズレの補正ができたときにレーザー照射を再開する。なお、眼の位置ズレ

についてのレーザ照射位置の追尾についても、瞳孔位置が検出しずらくなったときは、マーク 1 2 0 a と 1 2 0 b を基に位置ズレを検出し、これに基づいてアーム部 2 0 2 に移動することもできる。

#### 【0 0 3 6】

上記のように患者眼に予め付したマーク像を利用する方法は、L A S I K 手術においても適用できる。L A S I K 手術では、マイクロケラトームと称する角膜切開装置により、角膜の一端を残して角膜上皮を層状に切開して角膜フラップを作り、この角膜フラップを開いた後の角膜実質にレーザ照射する。角膜フラップを開くとその切開面は粗面となるので、レーザ照射途中と同様に虹彩像の検出が難しくなる。したがって、角膜フラップを作成する前の前眼部像から虹彩像とマーク 1 2 0 a, 1 2 0 b を検出し、図 8 のように、角膜手術装置のレーザ照射光学系に対して、測定状態の体位に患者眼が置かれたときにマーク 1 2 0 a, 1 2 0 b が位置べき方向の関係を記憶しておく。その後に、角膜切開装置により角膜を層状に切開する。その後の回転ズレの検出は、マーク 1 2 0 a, 1 2 0 b に基づいて行う。

#### 【0 0 3 7】

以上の実施形態では C C D カメラ 2 3 3 により撮像される赤外の前眼部像からマーク 1 2 0 a と 1 2 0 b を検出するものとしたが、可視撮影用の C C D カメラ 2 7 3 により撮像される前眼部像から検出しても良い。この場合、C C D カメラ 2 3 3 と C C D カメラ 2 7 3 とで得られる画像の撮像中心と水平基準を合わせておけば、両者の画像を等価に扱える。虹彩像は、眼科測定装置 1 の画像に合わせるために、C C D カメラ 2 3 3 により撮像される赤外の前眼部像から検出する。

#### 【0 0 3 8】

また、以上の実施形態ではマーク 1 2 0 a と 1 2 0 b を眼球の強膜に付す例を説明したが、これに限らない。例えば、手術時に水分吸収用のリング状シート（レーザ照射領域より広い円形の開口を持つシート）を眼球に被せたままレーザ照射する手術方式がある。このリング状シートの使用により強膜にマークを付すことができない場合は、そのリング状シートにマーク 1 2 0 a と 1 2 0 b を付せば良い。眼球に被せたリング状シートも眼の回転に合わせて回転するので、前述と

同様にマークに基づいて回転ズレを得ることができる。眼球の前眼部に付すマークは、リング状シートに付す場合も含むものである。

#### 【0 0 3 9】

また、以上の実施形態では、測定時の状態におかれた前眼部像と手術状態に置かれた前眼部の共通の特徴点を虹彩の模様から抽出するものとしたが、これに限らない。例えば、瞳孔縁の形状に特徴点があれば、これを利用することができる。

#### 【0 0 4 0】

また、レーザ照射光学系は、0. 1 ～ 1. 0 mm 程の小スポットに形成されたレーザビームを、X Y の 2 次元方向にスキャニングするスキャニングミラー（2 つのガルバノミラーで構成できる）を用いた光学系でも良い。このタイプの光学系によりレーザ照射位置を回転させて回転ズレを補正する場合、スキャニングミラーの制御データの角度基準軸（X Y 軸）を、マークにより検出された回転ズレ分だけ回転させてやれば良い。

#### 【0 0 4 1】

##### 【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、レーザ照射途中や角膜を層状に切開した後にも、体位の違いによる眼球の回転ズレを得ることができる。その回転ズレ情報に基づいて眼球の回転ズレを補正することにより、レーザビームによる角膜手術をより精度良く行うことができる。

##### 【図面の簡単な説明】

##### 【図 1】

本発明に係る角膜手術装置システムの構成図である。

##### 【図 2】

眼科測定装置の測定系及び制御系の構成ブロック図である。

##### 【図 3】

角膜手術装置の外観略図である。

##### 【図 4】

角膜手術装置 2 0 0 のレーザ照射光学系及び制御系の構成を示す図である。

**【図 5】**

眼球の回転ズレを検出するためのマークを患者眼に施すマーキングユニットの例を説明する図である。

**【図 6】**

患者眼の前眼部に付けたマークの例を示す図である。

**【図 7】**

眼科測定装置から入力された測定時の前眼部像の例と、角膜手術装置のカメラで撮像された手術状態の前眼部像の例を示す図である。

**【図 8】**

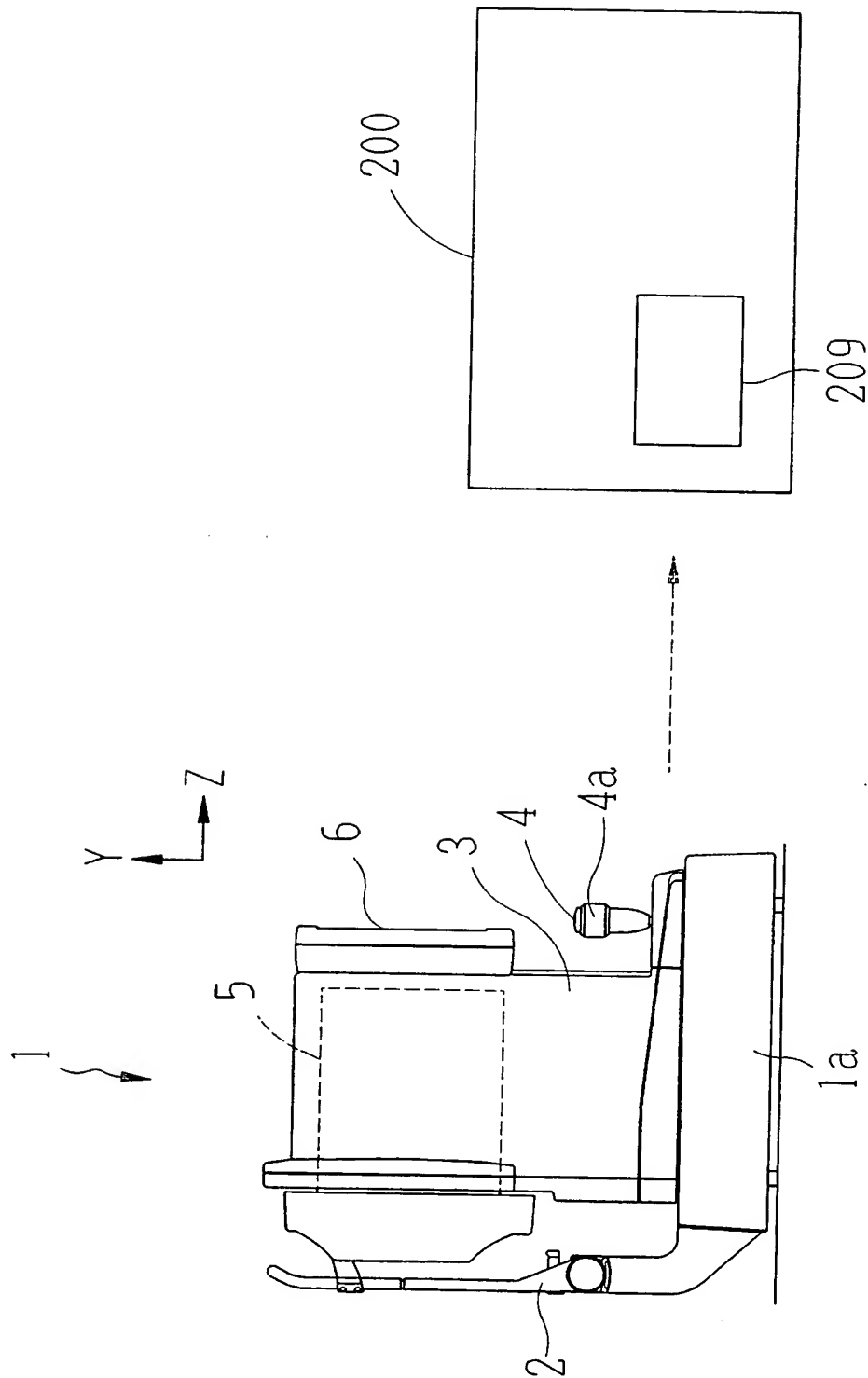
マークの基準位置の設定方法を説明する図である。

**【符号の説明】**

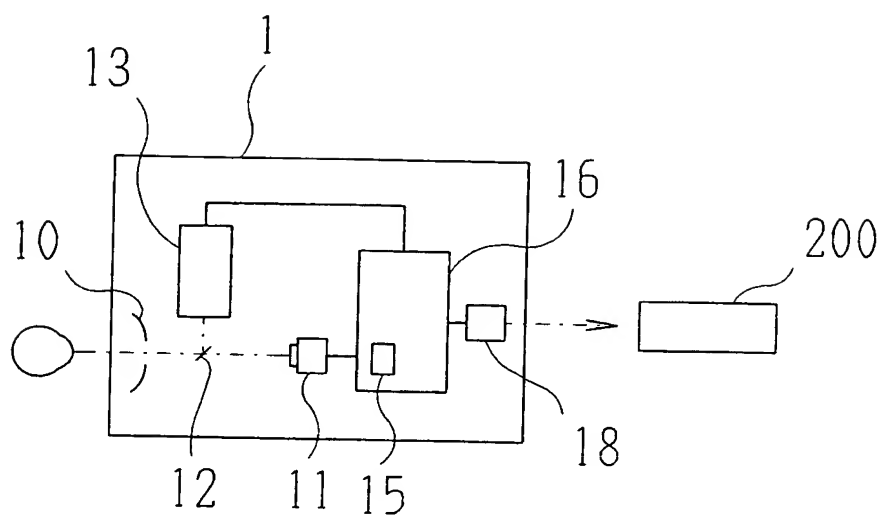
- 1 眼科測定装置
  - 1 1 カメラ部
    - 1 0 0 マーキングユニット
    - 1 2 0 a, 1 2 0 b マーク
  - 2 0 0 角膜手術装置
  - 2 0 9 コンピュータ
  - 2 1 0 レーザ光源
  - 2 1 8 可変円形アパーチャ
  - 2 2 0 スリットアパーチャ
  - 2 3 3 C C D カメラ
  - 2 4 3 画像処理部
  - 2 9 0 ベット

【書類名】 図面

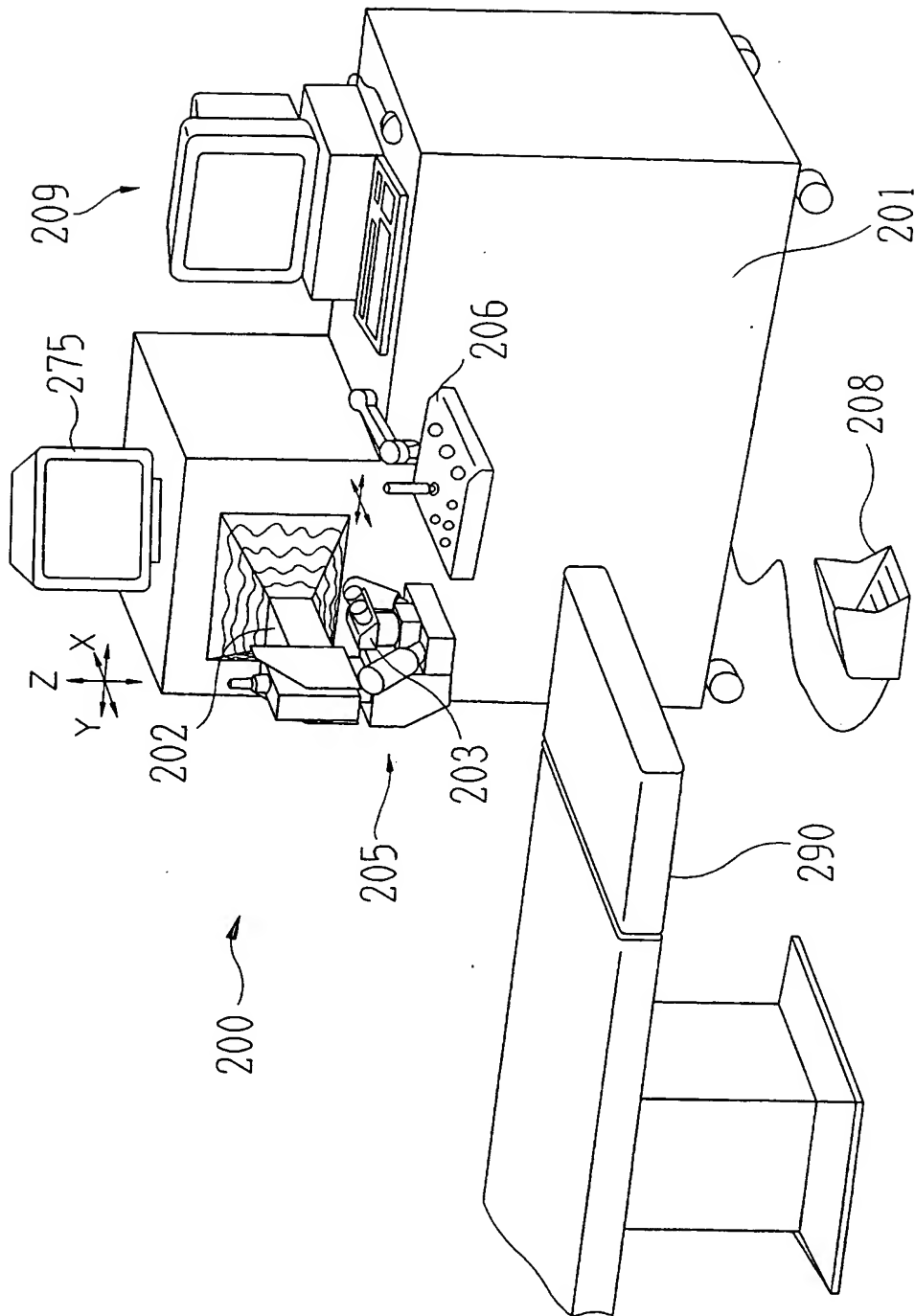
【図 1】



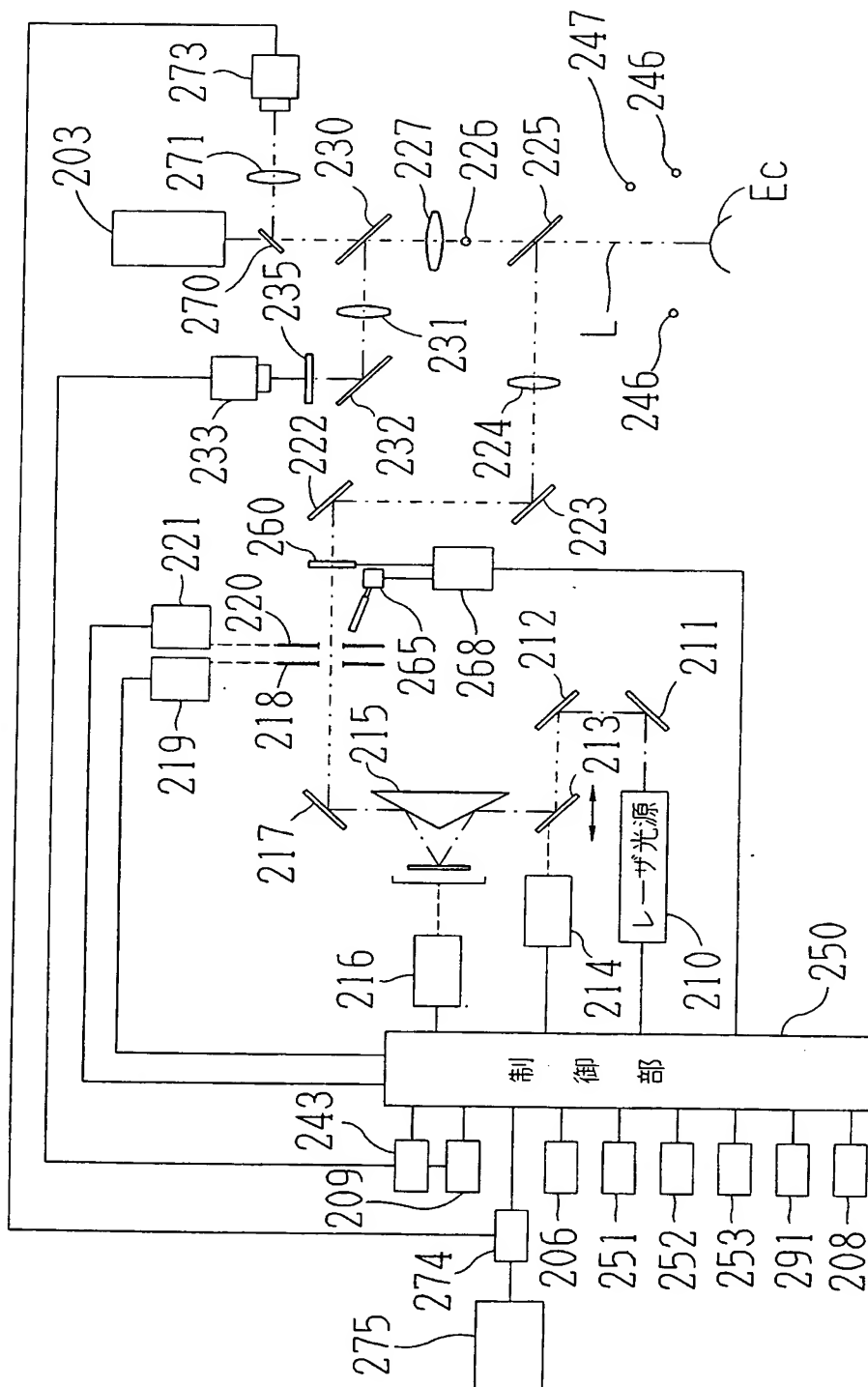
【図 2】



【図 3】

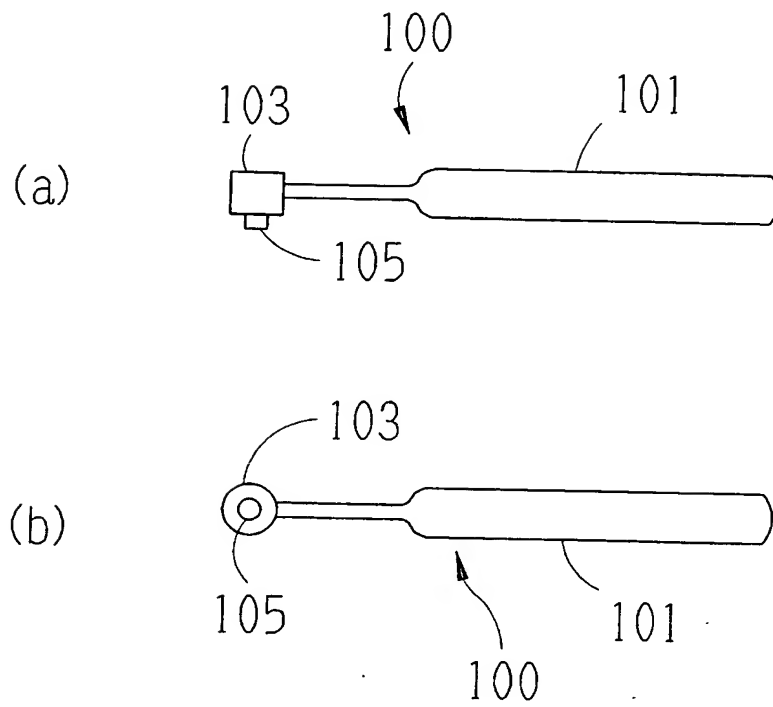


【図 4】

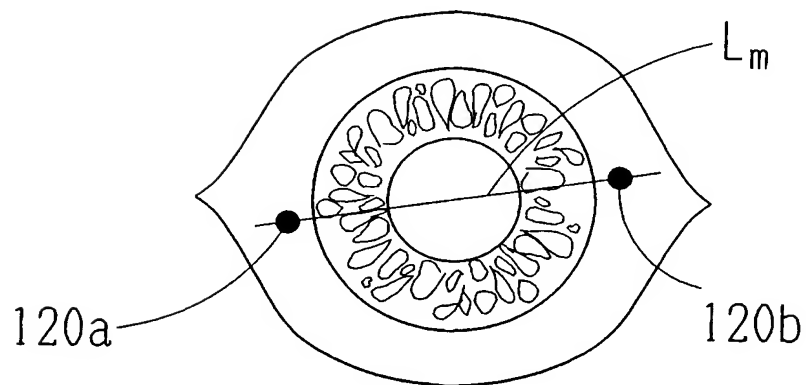




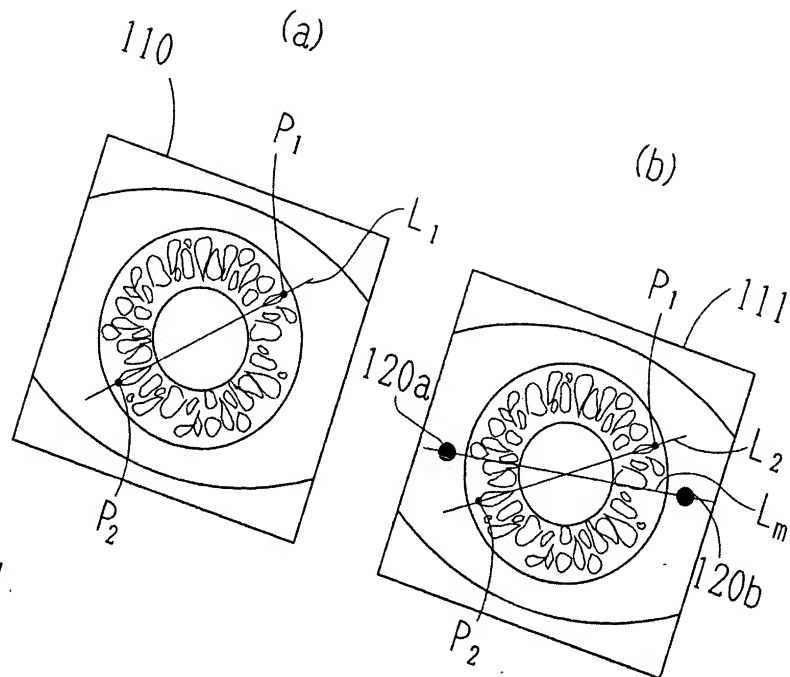
【図 5】



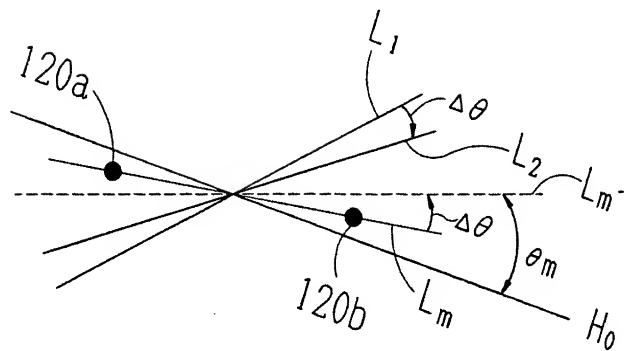
【図 6】



【図7】



【図8】





【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 レーザ照射途中や角膜を層状に切開した後にも、体位に違いによる眼球の回転ズレを得て、レーザビームによる角膜手術をより精度良く行えるようにする。

【解決手段】 レーザビームを角膜に照射するレーザ照射光学系を備え、切除データに基づくレーザビームの照射により角膜の表面形状を変える角膜手術装置において、手術状態に置かれた術眼に予め付されたマークを含む前眼部を撮像する撮像手段と、撮像手段により撮像されるマークの位置を検出するマーク検出手段と、手術状態に置かれた術眼の回転補正のためにマーク検出手段により検出されるマークが位置すべき基準位置を設定する基準位置設定手段と、手術の進行中に検出されたマークと前記基準位置とに基づいて術眼の回転ズレを検出する回転ズレ検出手段と、を備える。

【選択図】 図 8

特願 2 0 0 2 - 2 5 0 4 9 4

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[ 0 0 0 1 3 5 1 8 4 ]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 7 日

[変更理由]

新規登録

住 所

愛知県蒲郡市栄町 7 番 9 号

氏 名

株式会社ニデック